

Fig. 3 Interaction model between elastic objects. Object A is regarded as a rigid body and surface force \vec{b} is calculated on object B (see (a)). Object B is regarded as a rigid body and surface force \vec{a} is calculated on object A as well (see (b)). The actual displacements of the colliding elements of object A, B are calculated as $|\vec{b}| : |\vec{a}|$ and given to the elements and transferred.

and the elements are transferred, as the surface forces indicate the degree of resistance to invasion of the colliding objects.

4.2. Calculation of interaction

The calculation of interaction consists of the following procedures:

1. Detection of colliding elements.
2. Calculation of temporary displacements.
3. Temporary deformation.
4. Calculation of temporary surface forces.
5. Calculation of actual displacements.

The temporary deformation and the temporary surface forces are based on the finite element method, a method which produces accurate deformation and reaction forces. The simulation in this study represents soft tissue as tetrahedral meshes. The detection of the colliding elements depends on the collision detection algorithm. The calculation of interaction depends on external methods, as shown in Fig. 4.

The steps in each procedure are outlined below.

- Detection of colliding elements.
Collisions are checked by testing whether a node has moved inside a polygon of another object. If collisions are detected on both sides of the objects, the following procedures are carried out.
- Calculation of temporary displacements.
If a collision between a node 'X' of object A and a polygon 'S' of object B is detected, the polygon S is displaced perpendicularly, as shown in Fig. 5.

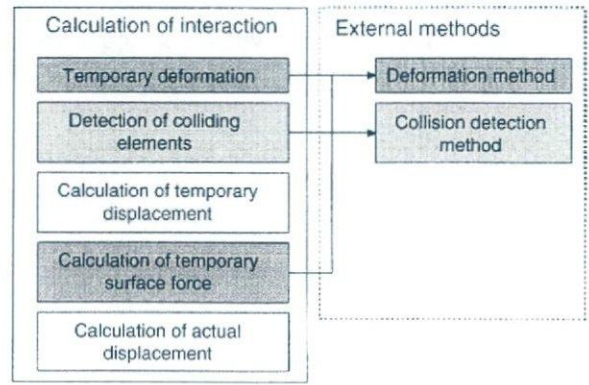


Fig. 4 The components of the interaction method and their dependence on the deformation and collision detection methods.

The vector of temporary displacement \vec{u}_{temp_B} is:

$$\vec{u}_{temp_B} = \vec{F}\vec{X} \tag{1}$$

where F is the perpendicular foot of nodes X to S.

Temporary displacements of nodes P, Q, and R are \vec{u}_{temp_B} . The new positions, P', Q', and R' are as follows.

$$\begin{aligned} \vec{P}' &= \vec{P} + \vec{u}_{temp_B} \\ \vec{Q}' &= \vec{Q} + \vec{u}_{temp_B} \\ \vec{R}' &= \vec{R} + \vec{u}_{temp_B} \end{aligned} \tag{2}$$

In the same way, a temporary displacement \vec{u}_{temp_A} is calculated and given to the polygon of object A.

- Temporary deformation.
The temporary deformation is calculated based on the finite element method using Hirota's model [20] with temporary displacements.
- Calculation of temporary surface forces.

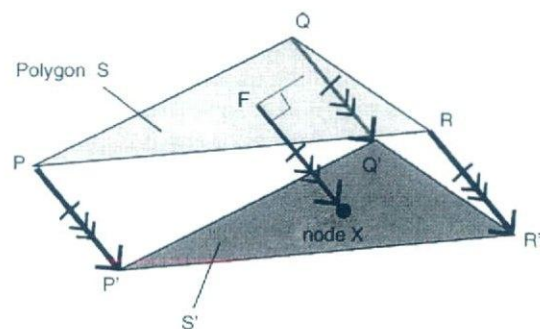


Fig. 5 Temporary displacement of the polygon. The polygon S is transferred perpendicularly with distance between the points F and X.

A temporary surface force \vec{f} of polygon S is defined as an average vector of nodal forces on P' , Q' , R' :

$$\vec{f} = \frac{\vec{f}_P + \vec{f}_Q + \vec{f}_R}{3} \quad (3)$$

where \vec{f}_P , \vec{f}_Q , \vec{f}_R are the nodal forces on P' , Q' , R' . This calculation gives the temporary surface forces based on the stiffnesses.

- Calculation of actual displacements.

Actual displacements of colliding elements of the object A, B are calculated as $|\vec{f}_B| : |\vec{f}_A|$ and given to the elements, as surface forces indicate the degree of resistance to invasion of colliding objects.

To visualize the contact boundary of the colliding area realistically, the simulation displaces the polygon of only one object and the node of another object, instead of displacing the polygons of both objects. The sum of the displacements of the polygon and the node are \vec{u}_{temp_B} . The node is positioned on the polygon. Accordingly, this method avoids invasion and separation between the polygon and node. It also reduces the computation of the finite element method, as the displacement of only one polygon instead of two results in the displacement of fewer nodes (three nodes are displaced for each polygon). Displacements \vec{u}_A and \vec{u}_B of colliding elements of object A, B are as follows:

$$\vec{u}_A = -\frac{|\vec{f}_B|}{|\vec{f}_A| + |\vec{f}_B|} \vec{u}_{temp_B} \quad (4)$$

$$\vec{u}_B = \frac{|\vec{f}_A|}{|\vec{f}_A| + |\vec{f}_B|} \vec{u}_{temp_B} \quad (5)$$

where \vec{u}_{temp_B} is a vector of temporary displacements, \vec{f}_A and \vec{f}_B are surface forces on the colliding polygons of object A, B, respectively, \vec{u}_A is given to the node of object A, and \vec{u}_B is given to the component nodes of the polygon of object B.

This method enables us to determine the deformations in the collision area with due consideration of the physical properties of the colliding objects.

5. System description

5.1. Structure of the system

As previously mentioned, collisions between multiple organs are especially important to consider in the haptic displays of palpation simulations. Our

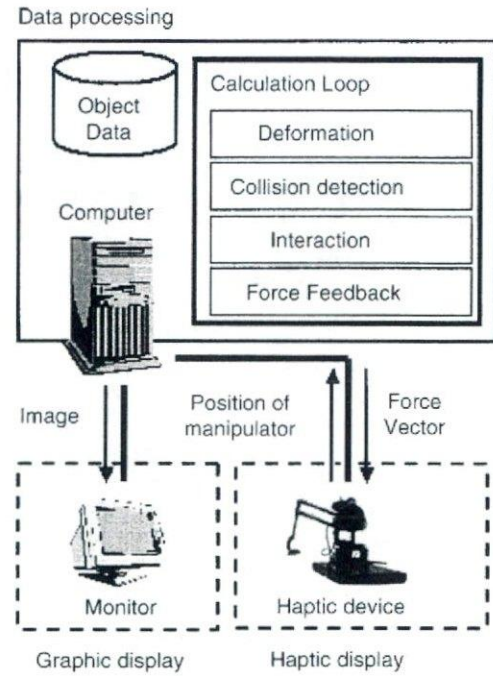


Fig. 6 Structure of the rectal palpation simulator. The figure shows the three system components used to simulate organ–organ interaction with a haptic display: a data processing unit, graphic display unit, and haptic display unit. The data processing unit interacts with the other units.

group addresses this challenge by developing a rectal palpation simulator and using it to evaluate the proposed model. Rectal palpation is a very common and important manipulation in urology. A physician inserts his or her index finger through the anus of the patient and palpates the prostate gland indirectly through the rectal wall to assess the condition of the gland.

Fig. 6 illustrates the structure of our rectal simulator system. The system consists of a graphic part, a haptic part, and a data processing part. The data processing program is coded in Visual C++ and run on a general computer with dual Pentium III 933 MHz CPUs and 1 GB of main memory. The system is equipped with a PHANTOM Premium 1.0A haptic device (SensAble Inc., Woburn, MA).

Organ object data are generally obtained from medical imaging modalities such as CT, MRI, and cross-sectional images. *Amira*TM (Mercury Computer Systems Inc. [28]) semi-automatically segments the data and divides them into tetrahedral elements for finite element computations, and stores geometry data such as vertices (nodes), tetrahedrons, and surface triangles (polygons). Real-time simulation with haptic display is achieved by applying a static and linear model and fast computation techniques such as condensation [19] and Hirota's method [20].

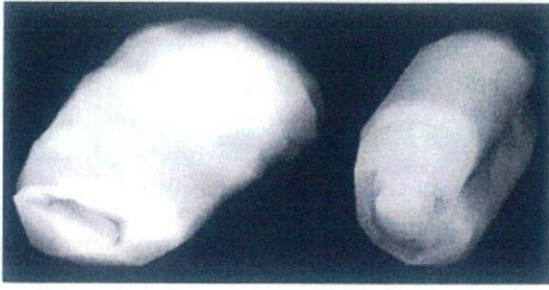


Fig. 7 Rectal object (left) and prostate object (right) used for the rectal palpation simulation.

Table 1 Finite element representation of objects

Model	Total nodes (free surface nodes)	Tetrahedron
Rectum	282 (207)	889
Prostate	360 (110)	1312

Inverse stiffness matrices representing the stiffness of objects are pre-computed and stored for the physics simulation. The manipulator position is updated from a haptic device. The reaction force, a parameter calculated in the physics simulation, is conveyed to the user kinaesthetically via the haptic device.

5.2. Modelling of objects

Fig. 7 shows the rectal and prostate objects, the principal objects in the simulation of rectal palpation. The rectal object is re-constructed from RGB data from the Visible Human Dataset [29]. The prostate object is generated by piling up cross-sectional images of the prostate. Table 1 shows the number of nodes in the finite element representation of the objects. The "free surface nodes" are non-fixed nodes located on the surface.

A Poisson ratio of 0.40 is given to both objects in view of the high water content and low compressive features of human organs [30]. A Young modulus of 1.0 MPa is given to the rectal object and 1.0 and 5.0 MPa are given to two types of prostate objects, respectively, one representing a normal prostate and the other representing a hardened gland.

6. Status report

6.1. Calculation time

We examined the calculation time when a sphere-shaped object A and cubic object B collide. Both objects are in contact and a moving point pushes a point of object A from the opposite side of the con-

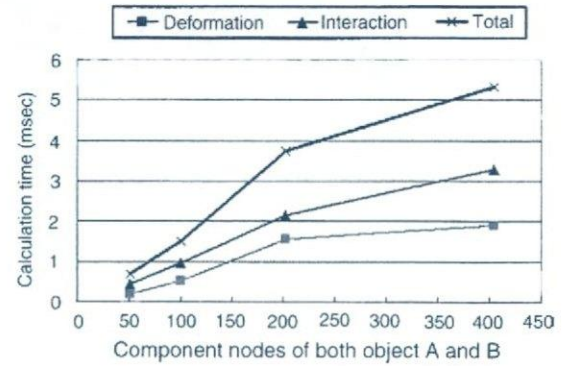


Fig. 8 Calculation times for deformation, interaction, and total computation. The total calculation time for the two 200-noded objects, less than 4 ms, indicates that the method is applicable to objects up to this scale and level of complexity.

tact region. The calculation times for deformation, interaction, and total computation of one cycle are shown in Fig. 8.

The horizontal axis indicates the number of component nodes of both objects A and B. The vertical axis indicates the calculation time (ms). Only about 10% of the nodes of both objects are fixed, hence 90% of the total are free nodes on the surface.

As the graph shows, the time duration of the deformation and interaction increases linearly with the number of nodes. The time required for total computation reaches 4 ms, the limit for stable haptic feedback with this stiffness, when the object has approximately 200 component nodes.

By omitting calculation for regions where the deformation effects are trivial, however, it becomes possible to simulate collisions between two objects with more than 200 nodes within the 4 ms limit. The calculation times for deformation, interaction, and total computation in the rectal palpation simulator without this omission are 1.17, 1.62, and 2.88 ms, respectively.

6.2. Experiments based on simulation

The experiment verifies that the stiffness of a neighbouring object which cannot be touched directly (in this case prostate object) affects the value of the reaction force. Fig. 9 shows a view of the simulation.

In this experiment, the simulator moves the point of manipulation from the initial position towards the prostate object to a depth of 0.5 cm and then calculates the reaction force imposed on the point. The simulation is carried out under three simulated prostate conditions.

Condition 1: No prostate object is set.

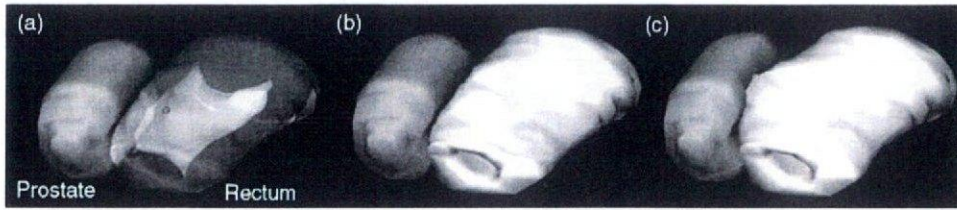


Fig. 9 Simulation view of the rectal palpation simulator. (a) The rectal object is displayed transparently. The sphere in the center of the image is a point of manipulation located in the initial position. (b) The two objects are located in the initial position. (c) The point of manipulation pushes the inner wall of the rectal object towards the neighbouring prostate object, resulting in the deformation of both objects.

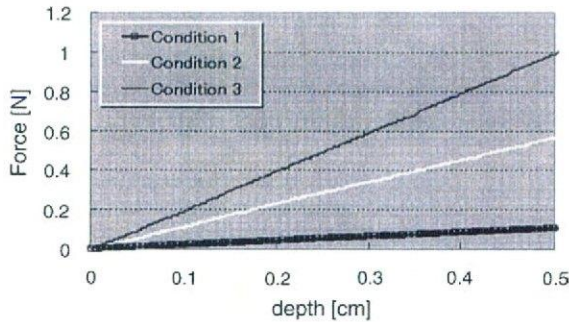


Fig. 10 Reaction forces produced by the proposed model. The forces produced under condition 2 (the softer prostate object) and condition 3 (the harder prostate object) differ in the virtual environment.

Condition 2: Soft prostate object (1.0 MPa Young modulus) is set.

Condition 3: Hard prostate object (5.0 MPa Young modulus) is set.

Soft and hard prostate objects represent a regular prostate gland and a hardened prostate gland due to cancer, respectively.

Fig. 10 shows the values of the haptic forces in each case when applying the proposed model. Fig. 11 shows the values in the model proposed by Sibille et al. [22] (mentioned in Section 2).

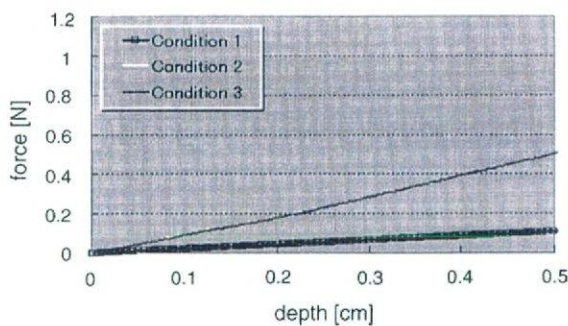


Fig. 11 Reaction force produced by Sibille's model. The forces produced under conditions 2 and 3 are almost identical.

The horizontal axis represents the depth (cm) of pushing of the rectal object and the vertical axis represents the haptic force (N), a parameter which takes a positive value when the force opposes the direction of the pushing. The thick black, white, and grey lines indicate the forces produced under conditions 1, 2, and 3, respectively. In the case of Sibille's model [22], the forces produced under conditions 2 and 3 are almost the same. As a consequence, the plotted lines for conditions 2 and 3 overlap in Fig. 11.

As seen in Fig. 10, the forces produced under conditions 2 and 3 differ when applying our newly proposed model. Simply put, the hard prostate object produces a stronger force than the soft one. On the other hand, the Fig. 11 shows that with the Sibille's model the forces of both cases do not differ. The greater haptic force produced by this model under condition 3 can be attributed to the consideration of the stiffness of the neighbouring object within this model.

6.3. Subjective experiments

Our subjective experiments confirmed that human examiners can perceive a difference in force based on consideration of the stiffness of a neighbouring object.

The examinations were performed by 15 medical students with no experience in using haptic devices. The examiners were asked to distinguish the stiffness of prostate objects through haptic sensation with their dominant hands. Each examiner touched the prostate object indirectly under conditions 2 and 3 (simulated by the system in random order), then indicated which felt harder. An indication that the hard prostate model (condition 3) felt harder was considered the correct answer. Each examiner performed four tests in each interaction model; the proposed model and the existing model by Sibille et al. [22].

To prevent the movement and position of the hand from influencing the result, the bottom of the

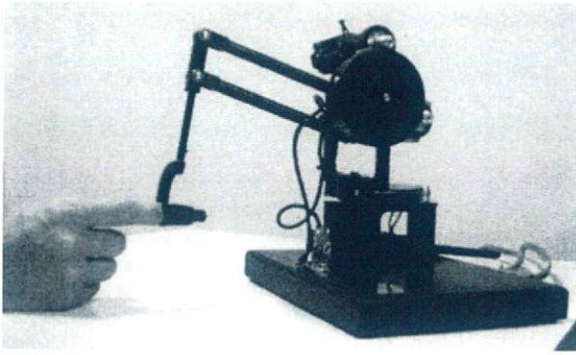


Fig. 12 Hand position and manipulation protocol during the experiments.

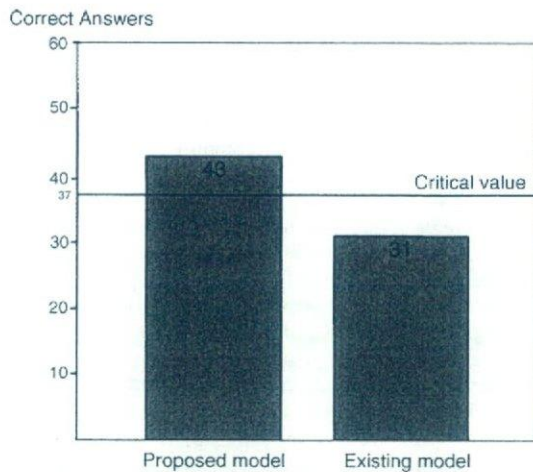


Fig. 13 Results of experiments.

dominant hand was fixed on the desk in a position that enabled leftward and rightward movement of the forefinger, as shown in Fig. 12.

The recorded differences in hand sensations between the hard and soft prostate conditions were tested for each model by a pair test at $p < 0.05$. Fig. 13 shows the experimental results. The critical value, defined as the value that a test statistic must exceed to reject the null hypothesis, was 37 out of 60 samples. In the tests using the proposed model, 43 out of 60 answers were correct (exceeding the critical value). In the tests using Sibille's model, only 31 out of 60 answers were correct (falling below the critical value). We thus confirmed that the proposed model can represent the forces on the basis of the stiffness of a neighbouring object in a manner that people can perceive.

7. Lessons learned and future plans

Nakao et al. [31] have reported that skilled cardiovascular surgeons can accurately recall and

identify the relative levels of stiffness of a normal aorta and hardened aorta through the sense of touch. In the present experiments using a simulator of rectal palpation, we had the tests performed by skilled urologists on the assumption that they could accurately recall the tactile sensations of the fingertip when pushing the prostate through the rectal wall. Their answers indicated that the sensation of pushing the simulated prostate object was similar to the real sensation. One examiner commented, however, that the sensation of the simulated prostate examination was more realistic when the rectal object could be smoothly stroked. This seemed to be due to the low resolution of the rectal model, a limitation which resulted in large changes in the direction of the force vector. In the future it will be desirable to develop an efficient algorithm of the proposed model and apply a multi-resolution method to reduce computations. In any case, the results of our evaluation suggest that the proposed model produces realistic haptic force when the examiner pushes organs. Needless to say, however, further improvement of the system is desirable.

Physicians have also suggested that the palpation simulator would be useful to discuss with many physicians, now that recent trends to promote patient rights have reduced the opportunities for more than three physicians to palpate the same patients. Moreover, the detection of internal lesions of the prostate facilitates advanced diagnosis. The proposed system also allows the setting of different physical parameters inside organs. Thus, a future focus of study will be the application of this palpation system with an internal lesion model.

This paper proposed an interaction model for colliding elastic objects designed to produce haptic feedback in consideration of the physical properties of the colliding objects. The interaction model determines boundary deformations by calculating temporary displacements and enables the calculation of the reaction force on the basis of the physical properties of the colliding organ objects. The simulation results confirmed that the proposed method could simulate collisions of two 200-noded FEM objects in real-time. Subjective evaluation using a rectal palpation simulator implementing the proposed method confirmed that the proposed method could express the difference of stiffness of a rear object hidden behind another elastic object in a manner perceivable to a human being. The method will be useful for advanced simulators requiring accurate visual and haptic feedback.

Acknowledgements

This research was supported by Grant-in-Aid for Scientific Research (S) (16100001) and Young Scientists (A) (16680024) from The Ministry of Education, Culture, Sports, Science and Technology, Japan.

References

- [1] R. Satava, in: J.D. Westwood, et al. (Eds.), *Medical Virtual Reality: The Current Status of the Future*, in *Medicine Meets Virtual Reality*, IOS Press, Amsterdam, 1996, pp. 100–106.
- [2] G. Burdea, P. Coiffet, *Virtual Reality Technology*, Wiley Interscience, 2003.
- [3] R.M. Koch, S.H.M. Roth, M.H. Gross, A.P. Zimmermann, H.F. Sailer, A framework for facial surgery simulation, in: *Proceedings of ACM SIGGRAPH*, ACM Press, New York, NY, 2002, pp. 33–42.
- [4] Boston Dynamics Inc., 614 Massachusetts Avenue, Cambridge, MA 02139, USA.
- [5] L. Aabakken, S. Adamsen, A. Kruse, Performance of a colonoscopy simulator: experience from a hands-on endoscopy course, *Endoscopy* 32 (11) (2000) 911–913.
- [6] B. Pflesser, A. Petersik, U. Tiede, K.H. Hohne, R. Leuwer, Volume cutting for virtual petrous bone surgery, *Comput. Aided Surg.* 7 (2002) 74–83.
- [7] U. Kuhnappel, H.K. Cakmak, H. Maa, Endoscopic surgery training using virtual reality and deformable tissue simulation, *Comput. Graph.* 24 (2000) 671–682.
- [8] D. Bielser, M. Gross, Open surgery simulation, in: J.D. Westwood, et al. (Eds.), *Proceedings of Medicine Meets Virtual Reality*, IOS Press, Amsterdam, 2002, pp. 57–62.
- [9] J. Brown, K. Montgomery, J.C. Latombe, M. Stephanides, A microsurgery simulation system, in: *Fourth International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention: MICCAI*, Springer-Verlag, London, 2001, pp. 137–144.
- [10] W. Maurel, *Biomechanical Models for Soft Tissue Simulation*, Springer-Verlag, New York, NY, 1998, ISBN: 3-540-63742-7.
- [11] H. Delingette, Toward realistic soft tissue modeling in medical simulation, in: *Proceedings of the IEEE 86, 3*, IEEE Computer Society, Washington, DC, 1998, pp. 512–523.
- [12] C. Monserrat, U. Meier, M. Alcaniz, F. Chinesta, M.C. Juan, New approach for the real-time simulation of tissue deformations based on boundary element methods, *Comput. Meth. Program. Biomed.* 64 (2) (2001) 77–85.
- [13] U. Meier, O. Lopez, C. Monserrat, M.C. Juan, M. Alcaniz, Real-time deformable models of surgery simulation: a survey, *Comput. Meth. Program. Biomed.* 77 (3) (2005) 183–197.
- [14] S.F.F. Gibson, B. Mitrich, A survey of deformable modeling in computer graphics, Technical report, <http://www.merl.com>, TR-97-19, MERL, 1997.
- [15] A. Norton, G. Turk, B. Bacon, J. Gerth, P. Sweeney, Animation of fracture by physical modeling, *Visual Comput.* 7 (4) (1991) 210–219.
- [16] S. Miyazaki, T. Yasuda, S. Yokoi, J. Toriwaki, Modeling and implementation of elastic object manipulation in virtual space, *Electronics Communications in Japan Part 3, Fundam. Electron. Sci.* (1998) 1919–1926.
- [17] D.L. James, D.K. Pai, ARTDEFO: Accurate real-time deformable objects, in: *Proceedings of ACM SIGGRAPH '99*, ACM Press, New York, NY, 1999, pp. 65–72.
- [18] K. Sundaraj, C. Mendoza, C. Laugier, A fast method to simulate virtual deformable objects with force feedback, in: *Proceedings of IEEE International Conference on Automation, Robotics, Control and Vision (ICARCV)*, IEEE Computer Society, Washington, DC, 2002, pp. 413–418.
- [19] M. Bro-Nielsen, Finite element modeling in surgery simulation, *J. IEEE* 86 (3) (1998) 490–503.
- [20] K. Hirota, T. Kaneko, Haptic representation of elastic objects, presence: teleoperators and virtual environments, *MIT Press* 10 (5) (2001) 525–536.
- [21] H. Hertz, *J. reine angew. Mathematik* 92 (1981) 156.
- [22] L. Sibille, M. Teschner, S. Srivastava, J. Latombe, Interactive simulation of the human hand, in: H.U. Lemke, et al. (Eds.), *Proceedings of Computer Assisted Radiology and Surgery*, Elsevier, 2002, pp. 7–12.
- [23] A. Joukhadar, A. Wabbi, C. Laugier, Fast contact localization between deformable polyhedra in motion, in: *Proceedings of the IEEE Computer Animation Conference*, IEEE Computer Society, Washington, DC, 1996, pp. 126–135.
- [24] G. Burdea, G. Patounakis, V. Popescu, Virtual reality training for the diagnosis of prostate cancer, in: *Proceedings of the IEEE on Virtual Reality and Applications*, IEEE Computer Society, Washington, DC, 1998, pp. 190–197.
- [25] D. Kaufman, W. Bell, Teaching and assessing clinical skills using virtual reality, in: James D. Westwood, et al. (Eds.), *Proceedings of Medicine Meets Virtual Reality*, IOS Press, Amsterdam, 1997, pp. 467–472.
- [26] R.E. Goodman, R.L. Taylor, T.L. Brekke, A model for the mechanics of jointed rock, *J. Soil Mech. Foundations Division*, in: *Proceedings of the American Society of Civil Engineers*, ASCE Publications, Reston, VA, 1968, pp. 637–659.
- [27] C.S. Desai, M.M. Zaman, J.G. Lightener, H.J. Siriwardane, Thin-layer element for interfaces and joint, *Int. J. Num. Anal. Meth. Geomech.* 8 (1984) 19–43.
- [28] Mercury Computer Systems Inc., 12626 High Bluff Drive, Suite 200, San Diego, CA 92130.
- [29] M.I. Ackerman, Viewpoint: The Visible Human project, *J. Biocommun.* 18 (2) (1991) 14.
- [30] K. Hayashi, *Biomechanics*, Corona Publishing, Tokyo, 2000 (in Japanese).
- [31] M. Nakao, T. Kuroda, M. Komori, H. Oyama, Evaluation and user study of haptic simulator for learning palpation in cardiovascular surgery, in: *International Conference of Artificial Reality and Tele-Existence (ICAT)*, 2003, pp. 203–208.

医療情報システムと医療の質・安全[†]

大江 和彦*

Healthcare Information technology (HIT) is regarded as a key issue for improving quality of healthcare and patients' safety. Physicians order entry systems have been widely accepted especially in large-scale hospitals and the complex daily clinical tasks have been optimized by functions of order entry and clinical data repository. Electronic health record system (EHR) and tele-medicine technology have been changing the style of healthcare delivery and information exchange between healthcare providers and patients. These changes will effect great improvement of quality of healthcare. Furthermore, inter-institutional sharing and analysis of clinical database will enable healthcare providers to understand the relative position of their qualities compared to other provides'. In order to introduce such new healthcare environment, we have to adopt standards of terminology, classifications, and communication protocols, etc. Adoption of such standardized information systems would provide more safety to clinical settings. On the other hand, it is important to watch the pros, and cons. of adopting such HIT, because miss-use of systems could cause the user harmful human errors. Such endless human errors should be managed by centralized network-based real-time monitoring of all the status of HIT systems, the interactions between systems and humans, and the clinical data of patients.

1. はじめに

医療における情報化は政府のIT戦略でも重要テーマとして取り上げられているが、それは医療における情報化が他分野に比べて遅れているという認識に基づいているともいえる。2005年12月に公表された政府のIT新改革戦略(案)では医療の情報化の課題として、以下のように述べられている。

「例えば、レセプトのほとんどは紙で処理されているため、医療保険事務の高コスト化を招くとともに、予防医療等へのレセプトデータの活用が十分になされていない。また、電子カルテについては、医療安全の確保や医療機関間の連携等に有効であるが、普及が進んでいない状況にある。そのため、導入コストの低減や奨励策の活用等により、情報化を積極的に進めていく必要がある。今後更に国民医療費の急速な伸びが予想される中、疾病の予防、医療の質の向上と効率化、医療費の適正化を図ることが緊急の課題となっている。こうした課題の解決に向け、ITの構造改革力を最大限に発揮することが必要不可欠となっている。」

すなわち、電子カルテをはじめ医療における情報化が医療安全の確保、医療の質の向上と効率化などに直結する課題であるというわけである。

本稿では、医療情報システムを概観し、それらが医療の質と安全の向上に果たす役割と課題について考察する。

2. さまざまな医療情報システム

2.1 病院情報システム

大学病院など大きな総合病院では、1980年代後半以降、急速に病院情報システム(Hospital Information System: HIS)が普及してきた。当初の病院情報システムは外来診察室や病棟で、医師が処方箋や検査指示を直接手元のコンピュータ端末から入力し、院内各部門に情報伝達するとともに、会計システムへ情報を転送するシステム(オーダエントリシステムあるいはオーダリングシステムという)を中核機能としていた。医師により入力された検査指示情報や処方指示情報は、それぞれ病院内の検査部門コンピュータや調剤機制御コンピュータなどに転送され、そこでさらに必要な検査や調剤が行われ、その結果情報もそれぞれのコンピュータに蓄積される。その結果として患者の処方内容や検査指示、検査結果の多くがコンピュータに蓄積され、診療現場の端末で必要な時に検索、照会できるようになっている。

また、入院期間中の食事メニューの管理、医療材料の在庫管理などの診療を支える病院基盤業務も情報システム化され、病院内のさまざまな診療部門の情報システムを連携する形態に発展し、総合病院情報システムと呼ばれるようになっている。

[†]平成18年1月17日 受付

*東京大学大学院 医学系研究科 医療情報経済学分野
連絡先: 〒106-0047 東京都文京区本郷7-3-1 (勤務先・東大病院)

2.2 電子カルテ

総合病院情報システムやオーダリングシステムの導入されている病院でもカルテは紙のままということも多い。このような医療機関では、たとえば診察室で患者が最近の病状を医師に語った時に記載される情報や、診察室で測定した血圧や脈拍などはコンピュータに入力されないままである。もしこれらの情報もすべてコンピュータに蓄積されるようになると、紙のカルテはほとんど必要なくなる。このような医療情報システムを電子カルテと呼ぶ。

電子カルテ上に電子化された診療データは、患者が受診する医療機関を変更したときに、次の医療機関に診療内容を電子的に大量に高速に転送したり、複数の医療機関がネットワーク上で患者情報を参照しあいながら共同医療を行うことも可能となる。そこでは、ネットワーク上に患者のカルテが仮想的（バーチャル）に一元化された状況が出現する。患者も健康人も自分の状態を電子カルテや電子健康録に記録する一人として、家庭や職場の情報端末で自己測定した血糖や血圧を記録したりグラフ化したりし、医療機関もそのカルテに電子的に記録し、情報を共有することになるだろう。ネットワークを介して患者が自分のカルテデータをダウンロードして所有しておくことも可能となる。

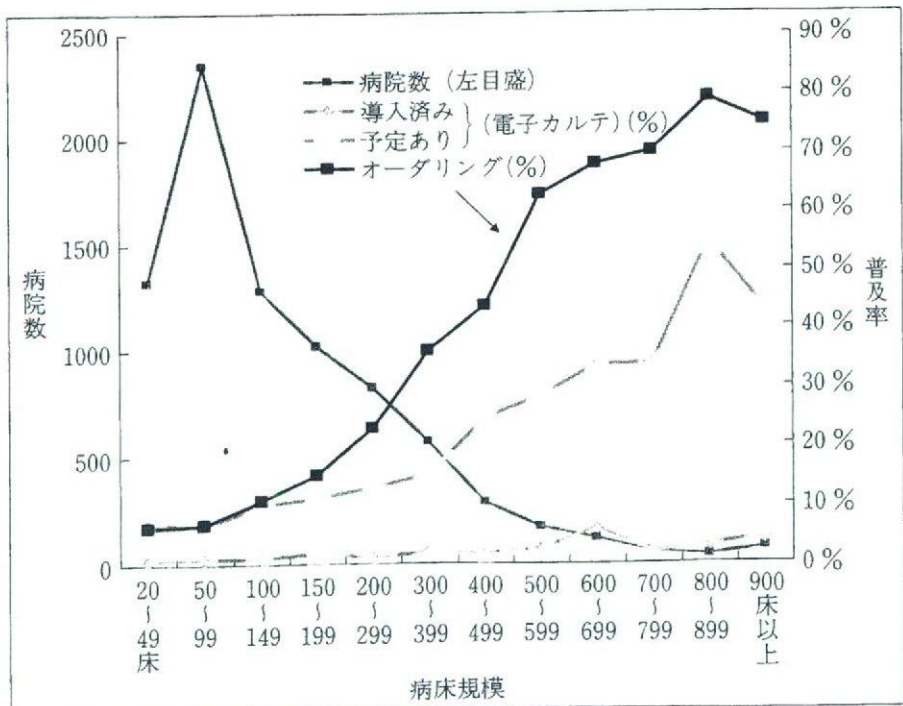
さらに電子カルテが普及すると、医療における新しい事実の発見にも役立つ。例えば、ある疾患の症状別頻度分布を1週間ごとに全国集計して初期判断に役立つといったことに道を開くであろう。実際、このようなタイムラグの少ない全国規模の集計結果は、実地医療における意思決定に非常に重要な情報を提供することになるが、現在の医療体制ではまったく不可能なことである。つまり、電子カルテの普及は単に医療機関の情報化にとどまらず、日本の医療全体の体制と質を変革する可能性を持っている。

ちなみに、このようなシステムの全国的な普及率は図・1に示すように前述のオーダリングシステムが病床規模400床未満で20~30%、400床以上で70~80%、電子カルテが病床規模によらず数%から10%程度である。このデータは平成3年ごとに行われ

る厚生労働省の医療施設調査（H14）に基づいているのでやや古いながらも現在でも電子カルテの普及率が10%~15%程度と見られている。

2.3 遠隔医療

遠隔医療（Tele-Medicine, Tele-Healthcare）とは、医療を提供する側（医療機関、医師）と医療を受ける側（患者）との間が離れていて、対面せずに医療を行うスタイルである。さらに、広義では前述の遠隔会議のように、医療提供側同士が情報交換して医療を進めていく場合にも遠隔医療ということがある。後者にはリアルタイムで遠隔地の手術を専門家が指導するといった手術ナビゲーション、病理専門医や放射線画像専門医に画像を送信して診断を仰ぐといった遠隔コンサルテーションなども含まれる。一方、前者の狭義の遠隔医療にもいろいろな種類があり、患者の顔や病変部分をTV電話などで診察し、患者の話聞いて判断を下すといった遠隔診断、あるいは患者宅の検査機器のデータをオンラインで転送し、医療機関側で監視または判断するスタイルの遠隔診断、薬の飲み方や在宅治療の方針などをTV電話などで指示する遠隔治療指示など、技術的に比較的实现可能なものがある。一方で実際に遠隔地のロボットを操作して治療を行ったり、遠隔地の患者の腹部の触診するなどといった技術的にまだ難しい種類のものもある。このように遠隔医療といっても幅広いが、普段通院している患者



図・1 電子カルテ・オーダリングシステム普及状況(H14 医療施設調査から作成)

の病状安定時期に TV 電話などで診察するといった、最も現実的かつ必要性の高い遠隔診察が行われるようになってきた。技術的には TV 電話でも十分な場合が多く、医療保険制度上もこの種の遠隔診察が条件づきで認められるようになった。これから在宅医療の普及とあいまってますます遠隔医療が身近なところから導入されていくであろう。また、病理医や PET 画像診断医のように不足する専門医の能力を活用するために、前述の遠隔コンサルテーションや遠隔診断は、それらの医師が不足する地域医療の質を大きく向上させる可能性がある^[1]。

3. IT がもたらす医療全体の質の向上

3.1 医療におけるポジショニングシステム

車の位置を知り、走行経路を示し、周辺の道路状況を把握するための情報を提示してくれるカーナビゲーションシステムが爆発的に普及した。これまでドライバーはそのような情報なしに運転していたのではないかと思うが、これほど普及するという事は、ドライバーがいかにか自分の位置情報やナビゲーション情報を欲していたかを示している。

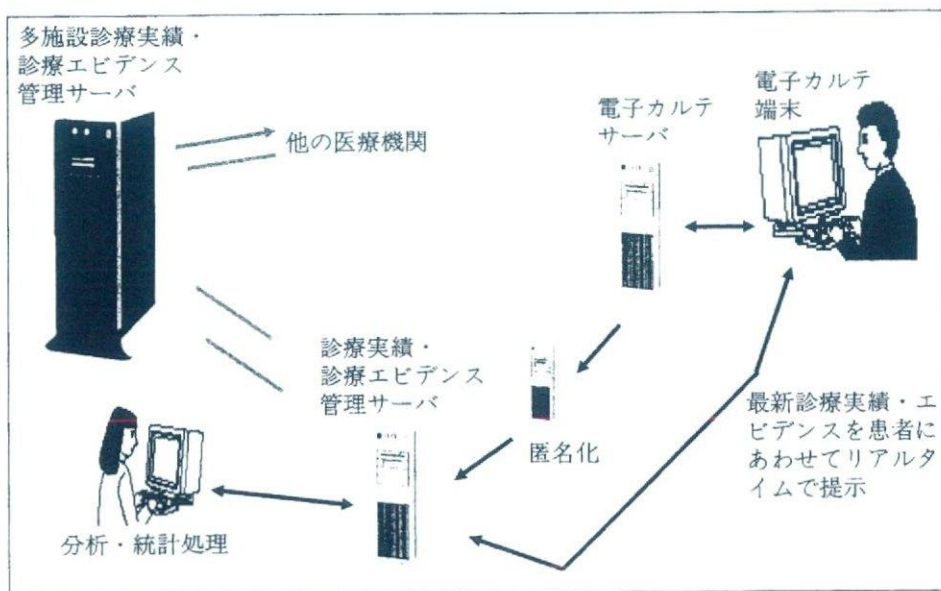
今の医療はどうであろうか。例えば、50歳の糖尿病を合併している早期胃がんの患者に胃切除手術を勧める際その説明をする医師が、患者から「私と同じような年代、病状の患者は過去1年で全国に何人くらいいて、同じ手術を受けた人の術後合併症状にはどんなものがどれくらいの頻度であるのか、平均何日で退院するのか、それに比べてこの病院ではどうか」といったことを質問されたら正確なデータを答えることなどできないだろう。カーナビを持たないタクシードライバーは周辺の道路の混雑情報が入手できていないので、お客さんに「どっちの道で行きますか、いつもなら混んでないけれど、走って見ないとわからない」などということが多。今の医療では患者さんに上記のような質問をされると似たような曖昧な説明しかできないのが実状である。できればそのような答えられない質問を患者にされたくないという

のが本音であっても不思議はない。ここにカーナビシステムならぬ「医療ポジショニングシステム=GPSH (Global Positioning System in Healthcare)」（筆者の造語）のような情報システムが必要とされる理由があり、大江はこのようなシステムの重要性を提唱してきた^{[2],[3]}。

全国レベルで各医療機関のデジタル化された診療情報がこのような情報として再構成されリアルタイムにビジュアルな手法で提供されるようになれば、医療関係者は自己の医療の全体における位置づけを可視化できる。患者も自分の置かれている状況をやはり可視化でき、治療への熱意を高めたり、やむを得ない状況を受け入れる心構えをしたりできる。図・2は、そのようなシステムの概略構成を示している。こうしたシステムが提供されるようになると、全体としても標準的医療ガイドラインの策定に役立つであろうし、病院経営者は自己の病院がどのような状況にあるかを把握しやすくなる。こうして医療は極論をいえば現状の「手探りの医療」から将来の「自己の位置を把握しながらすすめる医療」へと変貌することができるであろう。

3.2 EBM の支援と医療の標準化

上述したように医療全体における診療動向を大規模データベースからリアルタイムで把握できるようになると、提供される医療のばらつきが明瞭となる上、それとアウトカム（医療の結果）との関係を解析することが可能となり、標準的な医療がどうあるべきかを科学的な根拠をもって示すことが可能となる。また、根拠に基づく医療（Evidence-based Medicine）を実践



図・2 診療実績・エビデンスに基づく医療ポジショニングシステム (GPSH) の構成

する上で欠かせない質の高い臨床研究も、このようなデータベースを利用して推進することができる。このように医療の情報化は医療そのものの質の向上に大きく貢献することが期待される。

4. 臨床の場での医療安全への役割

4.1 医師自身によるオーダー入力と医療安全

周知のように2002年に米国IOM (Institute of Medicine) が全米の医療界をゆるがすレポートを出した。医療事故によって年間に全米で9万人が死亡しており、その多くが誤投薬や医薬品の副作用などであったというものである。また、JAMAには医療関係者の行為による死亡が実は死因の第一位であるというようなセンセーショナルな記事も発表された。こうした報告にはエビデンスが不足しているなどの種々の批判も寄せられたが、いずれにせよ医療関係者は従来から何となく意識していたものの、非医療関係者は予想もしていなかった規模で医療行為が関連した死亡があることが議論の俎上に乗ったのであった。

これを受けてクリントン前大統領は、医療事故を減らす国家的行動を起こすようさまざまな策を打った。その一つが医療情報システムによる医療事故防止あるいは医療安全管理であった。特に医師がコンピュータに直接指示を入力するオーダーリングシステムは、医療安全確保の中核をなす情報システムであるとしてさまざまな場で取り上げられ、システム導入の重要性が強調されるようになった。意外に思われるかもしれないが、これまで米国で普及してきたオーダーリングシステムは日本の違って、医師自身が直接入力するスタイルではなく、医療事務補助者が医師から手書きメモやボイスメモを受け取って入力するのが一般的であった。これではコンピュータが入力されたデータに対してチェックをして警告を出すなどしても、警告相手は医師ではなく医療事務補助者になってしまい、直接的な効果がない。

日本では、米国に比して医師が直接入力するオーダーリングシステムが大きな病院を中心に導入されているので、オーダー入力時にコンピュータシステムがさまざまなチェックを行い警告を出すことによって指示ミスを防ぐという機能が、いろいろな方法で実現されて

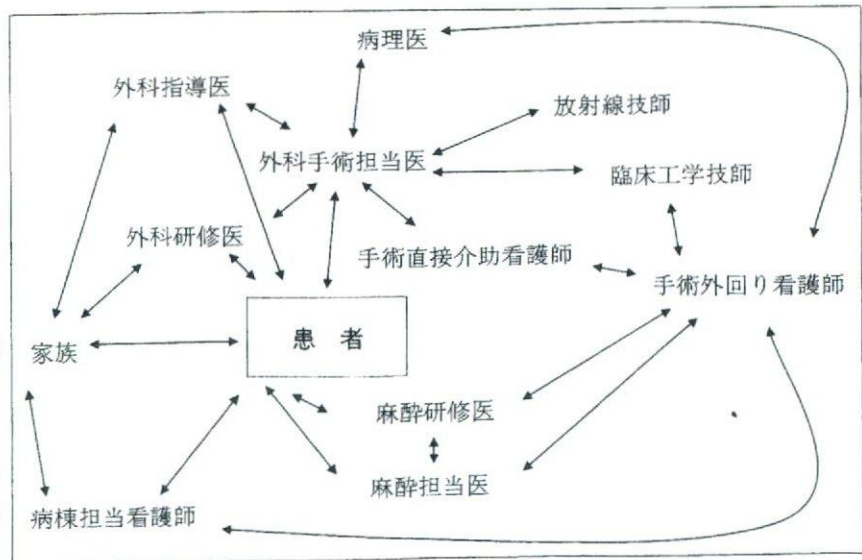
きた。医療事故防止にITを活用する発想自体はかなり古いものであり、処方オーダー時の常用量や投与上限量チェックはその代表であるが、そもそも処方オーダーシステムそのものの重要な利点として、処方薬間違いや手書き処方の読み取り間違い（字が汚い）を防止し、投薬ミスや調剤ミスを防ぐことが最初から掲げられていた。

そういう点では、日本のほうが米国よりもITを用いて医療安全を図る努力は地道に行われてきたので、何をいまさら医師によるオーダーリングシステムが医療事故防止に役立つなどと強調するのかという感もある。しかし、前述の米国の動向の影響もあって日本でも医療事故発生にマスメディアの注目が従来にもまして当たるようになり、ITを活用した医療安全策の導入が急速に表舞台に登場してきたといえるであろう。

4.3 臨床現場の情報システムの課題—特に標準化

臨床現場ではさまざまな専門職が複数の患者にかかりあいながら時系列的に診療と患者状態の変化が進行する。それらの進行に従って患者と医療者の双方から検査結果、診療指示データが発生し相互間でやりとりされ、次の意思決定が行われる。

図・3は、外科手術を受ける直前に病室から手術室に患者が移動している過程でかかわる医療者や患者・家族との情報のやりとりを模式化したものである。このような場面に、医薬品、医療材料、医療機器がかかわり検査データや指示データが飛び交う。そしてこれらが同時進行し患者の病態ごとに情報の行き来が変化する。こうした状況下では、一つの情報伝達ミス、情報伝達漏れが以後の過程に非常に大きな影響を与えて



図・3 多職種のかかわる、ある手術の当日患者

しまう。

この問題を改善するためには、臨床現場での複雑な情報の行き来を整理し情報システムを効率よく介在させることが必要不可欠であり、前述したオーダリングシステムや電子カルテのように単に既存の紙での情報交換を情報システム化しただけではなく、リアルタイムで医療職種間に患者データと指示などの伝達すべきデータを送受信させるシステム、いいかえると院内情報流通システムが必要である。こうしたシステム化はモバイル端末やウェアラブルコンピュータの導入が必要不可欠であり、まだ開発途上のものが多くこれからの発展が望まれる。

また、医療プロセスや情報交換プロセスの整理と標準化とそれを支える医療情報システムの標準化も重要である。医療分野で導入される情報システムの規模の大小にかかわらず、すべての情報システムは自分が必要とする情報を別の情報システムに要求し、別の情報システムはその要求に応じて情報を返信するというシステム間情報流通の仕組みが基盤機能として必要となる。ここでいう情報システムとはコンピュータを組み込んだ診断機器、ファイリングシステム、会計システム、オーダエントリシステム、電子カルテなどというに及ばず、診療所や病院さらにそこで働く人間、そして患者や社会そのものも含む。このような情報流通の仕組みが機能するためには、システム間での要求送信や情報返信のための流通経路の階層化あるいは組織化、情報の受け渡し方法やタイミングの取り決め、要求を拒否したり受諾したりするルールの取り決め、情

報の記述方式の取り決め、など様々なルール作りとその普及が必要である。現在までに筆者を含め多くの医療情報関係者により、診療情報の電子的記述に関するさまざまな標準化、たとえば用語やコードの標準化、医療情報システム間データ交換規格の標準化、標準的電子カルテシステムのモデル化などが進められている[4],[5],[6]。

4.4 医療情報システムの視点から見た医療安全確保

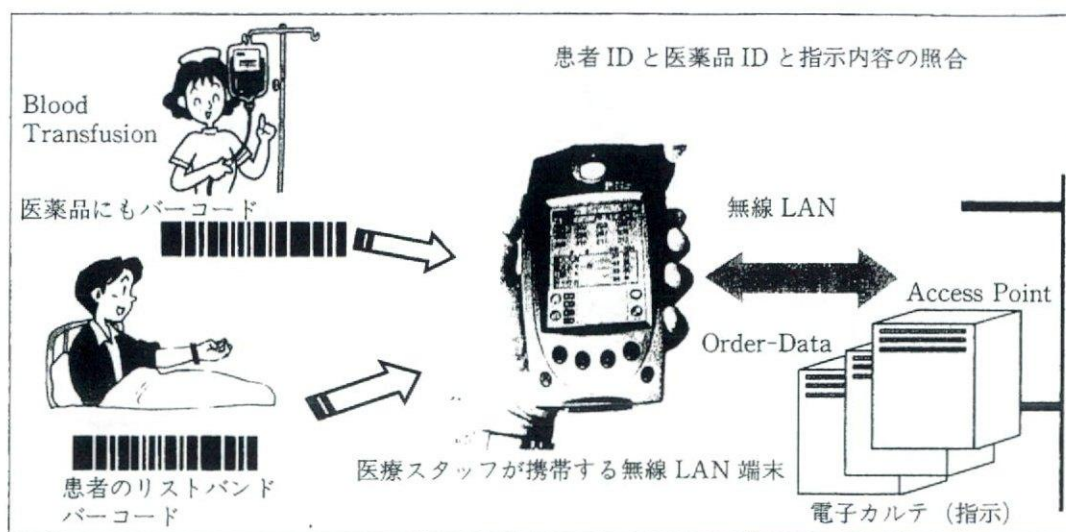
ITによる医療安全対策を考える上で、医療過誤を表・1のように分類するとどのようなシステムが必要かについて理解しやすい。

この分類において、Aの「判断と意思決定の過誤」では、判断支援や意思決定支援システムといった情報システムがあり、添付文書情報の自動提示、異常検査値の提示などの簡単な機能から、検査プロトコルの提示、患者のデータに基づく適切な治療方針の提示、診療ガイドラインによるナビゲーションなど複雑なものも考えられる。患者のさまざまな検査データや病態に関するデータをもとに、それに応じた適切な支援情報を提示するシステムは医療情報工学の非常に重要なテーマであり、種々の研究成果があるがまだ実用的なものは少ない。また、医療診療ガイドラインに基づいて標準的医療行為を提示するシステムの研究が特に米国で盛んに行われている。

Bの医療指示の過誤に関しては、オーダリングシステムでは指示がコンピュータに入力されるので、その

表・1 ITによる医療安全対策の視点から見た医療過誤の分類(大江^[7])

- | |
|---|
| A. 判断と意思決定の過誤(手術選択の誤り、必須の検査をしない、検査結果の見誤りなど) |
| B. 医療指示の過誤(投与量の指示を勘違いするなど) |
| C. 医療実施の過誤(薬の誤投与、患者の取り違いなど) |
| C1 行為実施時の行為過誤:医療行為Xを患者Aにすることをわかっていながら、その内容を間違える。例:規格違いの薬を投与する、薬の投与速度や経路を誤る、静脈ラインからミルクを入れる、体の左右を間違えるなど。 |
| C2 行為の取り違い:別の患者Bにすべき医療行為Yを、患者Aにすべき医療行為だと思い込んでAにする。この副作用として別の患者Bに本来Aにすべき医療行為Xが実施される可能性が発生する。例:田中さんに点滴するはずの薬なのに、佐藤さんに点滴するために用意されたものだと思い込んで、佐藤さんに点滴してしまった(患者を取り違えたのではないことに注意)。 |
| C3 患者の取り違い:患者Bを患者Aだと思い込む。この副作用として次項C4が通常発生する。 |
| C4 行為の未実施:本来患者Aに行われるべき行為がまったく行われぬ。これには3)の副作用として発生する場合、単に失念による場合、すべきであるという情報を受け取っていない場合などがある。 |
| C5 実施時期間違い:行うタイミングを間違える。 |
| C6 重複実施:まだしていないと思い込んで、二度以上行ってしまう。 |
| D. 医療技術上の過誤(誤って血管を損傷して気づかないなど) |
| E. 観察の過誤(モニターアラームに気づかない、防止できたはずの転倒など) |



図・4 現在、主流の医療エラー防止策

時点で自動チェックを行うことにより警告をする機能が多く実現されている。例としては

- (1) 1回のオーダー内容だけについて、あらかじめ用意したデータを照合することにより警告をする機能：処方オーダー時の常用量・体重当り投与量・相互作用などのチェック
- (2) 複数のオーダー間での妥当性の照合：病名との妥当性・抗がん剤の投与間隔の妥当性・間隔をあけて処方された薬相互の禁忌などのチェック
- (3) 患者の病態データと合わせた妥当性のチェック：腎機能低下時の腎排泄性抗生剤使用のチェック

などがある。具体例としては、肝機能障害をもたらす可能性のある医薬品投与時に自動的に肝機能検査結果をチェックして異常があれば警告するという、小出ら[8]のシステム開発報告がある。

これらはオーダーリングシステムでさまざまなデータがコンピュータに入力されている上に、機械的なチェックができるはずだと考えられるので期待が大きい。しかし、最も容易と考えられる(1)でさえも、たとえば医療用医薬品に関する常用量や体重当り適切量をあらかじめ設定したデータ表（チェックマスターと呼ぶ）や、薬相互間の禁忌を定義したデータの作成が必要であり、これらは市販データベースなどがあるものの、多目的に利用するには不十分なものも多く、またそのデータベースを既存のオーダーリングシステムでリアルタイム（すなわち、オーダーした時点ですぐにチェックする）で利用するためのシステム改造をすることに相当な経費がかかることがあるなど、思うほど簡単ではない。このようなデータベースは国や製薬会社が作成して標準的なデータベース形式で誰でもどのシステム

でも安価に利用できるようにすべきであろう。

次に、Cの医療実施の過誤（薬の誤投与、患者の取り違いなど）の防止については、このカテゴリーは過誤の発生状況や原因が多岐にわたるため、ITによる防止策も現在さまざまな取り組みがなされている。例えば、図・4のような医薬品のバーコードによる取り違い防止システム、注射点滴オーダーリングシステムと実施入力システムによる携帯端末などを用いたベッドサイドでのオーダー内容の実施時確認システムなどがあり、多くの病院で導入されつつある。患者の取り違い防止策としては、医療行為実施の直前での患者確認がほとんど唯一の防止策となるので、患者を同定する技術を応用することになる。具体的にはここでもほとんどの場合に患者のリストバンドにバーコードかICタグを付与し、それを何かと照合する方法が取られる。

4.5 ITによる医療安全確保の考え方と誤用による危険

前述してきたように、ITによる医療安全確保といっても医療過誤が発生する局面や原因によってさまざまな方策がある。しかし、共通するのはITによる医療安全確保とは、オーダー内容のチェックをして警告をしたり、正確なオーダー情報を提示したり、実施済み状況を見やすく確認できるようにしたり、組み合わせが間違っていないか照合したりというように「医療にかかわる人」に情報を適切に処理して提示することによって、その人が過誤を起こさないように支援することである。前述の例のそれを見ても技術的に人ができないような過誤対策は存在せず、ITは「人」でもできることを、より迅速に正確にデータをチェックをして遅滞なく警告をするなどのように補助するだけであ

る。したがって、重要なことはITが医療に直接かわるわけではなく、最終的には「人」を教育し、「人」を中心に対策を考えなければならないということである。このような当たり前のことが忘れられることが多く、病院のリスクマネジメント会議などでは、往々にして「人」ができないから、コンピュータシステムでなんとかしようという発想に流れ勝ちであるが、それでは医療過誤は防止できない。

次に、重要なことは医療過誤防止に必要なデータがコンピュータに入力されていないければITによる防止策は機能しないという点である。コンピュータシステムにできることは、オーダーや実施済みかどうかといった患者の医療行為に関するデータを処理し照合することによって、警告などのアクションを起すことが基本である。したがって、データがなければ機能しない。

言い換えると、オーダーの入力は遅滞なくなされ、実施したことはただちに入力されなければならない。また、リストバンドは常に発行され患者に装着しなければならない。これにはいかに簡単にそして付加的な作業なしに入力できるようにするかというシステムの技術的工夫が非常に重要であり情報システム開発者の努力が必要であるが、一方で医療現場でシステムに確実にデータを入力するという習慣づけと事実上の強制が必須である。不完全なデータに基づくIT防止策は、システムが不必要な警告を出したり、出すべき警告を出さなかったりして、結果的にITによる防止策そのものの信頼を低下させ、それがデータ入力のモチベーションを下げ、それがさらにデータを不完全にするという悪循環を生み出す。

また、それはかえって新たな過誤を惹起する危険もある。人はいざというときは「システムが警告を出してくれる」という環境にすぐに慣れてしまい、自発的な確認をないがしろにする傾向が出るので、実はシステムが不十分なデータに基づいているために警告機能が完全には動作していないという状況では、かえって危険性が増す。

また、いうまでもなく情報システムの多くは、オーダーを入力しただけでは相手に伝わらず、相手がコンピュータ上でオーダー内容を表示する画面を自発的に開いてオーダーが出ていることを確認して初めて相手に伝わる。ちょうど、電子メールを出しただけでは相手が読んだとはいえないのと同じである。それにもかかわらず、医師はシステムにオーダーを入力すれば、実施する人（たとえば、看護師）にオーダーがすぐに伝わると思う傾向があり、入力しっぱなしで相手にオーダー入

力したことを伝えないケースが多い。翌日のオーダーを出すなどの場合にはそれでもいずれ相手に確認してもらえるが、一度出したオーダーを急に変更した場合や、すぐに実施する必要のあるオーダーを入力した場合には、相手に認知してもらえず実施漏れや変更漏れの過誤発生に直結する危険がある。

一方、電子カルテシステムなどの医療情報システムに医療安全確保も含めた多くの機能を持たせれば持たせるほど、システムダウンやソフトウェアのバグがただちに医療安全を脅かしかねない。また、複雑なシステムは利用者の習熟とシステム特性の理解が必要になってくる。自動車の運転のために一度は自動車の基本構造の習得（みんなすぐに忘れはするが）が要求され、実地技術に関する免許が必要であるように、患者の安全にかかわることになるであろう電子カルテシステムにはいずれ、一定の知識と操作訓練と習熟度の認証が必要になってくると予想される。そのような体制の検討も始めなければならない。

5. おわりに

今後のITの進歩により

- (1) 情報機器（コンピュータ端末）の超小型化による携帯端末化、また人体や衣服への装着可能になること
- (2) 無線ネットワークによってどこでも入力でき、時間遅延のない最新データの確認が可能になること
- (3) バーコードにかわる超小型ICタグによる医薬品・医療材料・医療機器の自動識別が実現できること
- (4) 医療機関内にある数千を超える医薬品・医療材料・医療機器、患者、医療スタッフを集中的にモニタリングできること

などの実現が10年後くらいまでに段階的に可能となるだろう。これらの技術は総称してユビキタス技術あるいはユビキタスコンピューティングと呼ばれ、それが作り出す新しい情報環境はユビキタス環境と呼ばれている。

こうした技術の進歩を最大限活用することを考えると、筆者はこれまでのようなオーダーリングシステムや電子カルテの中でさまざまなオーダーチェックや実施照合をするだけではなく、医療機関全体の中での集中安全監視システムを構築し、それを過誤防止センターのような組織で24時間リアルタイムで集中管理し監視

制御する体制が実現されるべきではないかと考えている。混雑する航空機の飛行管理を眺めてみると、訓練を受けたフライト要員による専門家集団による航空機の運用や操縦、航空機自身のフェイルセーフ機構、操縦における自動操縦装置、衝突防止警告システムや対地接近警告システム、自動緊急衝突回避システム、複数の飛行機を管理する航空管制システムとそれに備えられた接近情報提示システム、そしてそれらの状況を一括して集中監視する航空管制センターと管制官による監視など多くの個別機能と総合監視機構により、ようやく今の空の安全が実現されている。いろいろな専門医療職者がチームを組んで、多くの患者に対して、刻々と変化する患者状態に対応していかなければならない複雑化した今の医療を提供する医療機関の中で、医療の安全を実現するには、個人の訓練や能力の向上、個々の医療機器の安全性の向上や各種安全装置の装備、種々の情報システムにおけるチェック機能や照合機能はもちろん必須の安全確保要素であるが、それらの状況を集中的に監視し対応するための集中監視機構と監視センター、そして監視センター専門職の養成が必要である。

この実現のためには、ユビキタス技術は必要不可欠であり、これからのITの医療安全確保に大きく貢献するであろう。そして、空の安全が最終的にはフライト要員のスキルや注意力と管制官の注意力、さらに乗客の安全確保への協力意識など、人の意識と努力によ

って維持されているのと全く同じように、医療の安全も最終的にはそこにかかわる人の意識と努力によることによって維持されることを前提に医療情報システムの開発と利用を考えていく必要がある。

参考文献

- [1] 大江和彦 (2003):『情報化と診療スタイルの変革』, 森岡恭彦・村上陽一郎・養老孟司, 編著, 『新医学概論』, 85-100, 産業図書.
- [2] 大江和彦 (2003): “EBMを支援する診療ナビゲータとしての電子カルテ”, 「第26回日本医学会総会学術講演要旨集」.
- [3] 大江和彦 (2002): 電子化診療ガイドラインの記述形式とその標準化. 「EBMジャーナル」, 3, (4), 39.
- [4] 波多野賢二・大江和彦 (2001): “診療録情報の標準化”, 「INNERVISION」, 16, (7), 52-55.
- [5] 大江和彦 (2001): “医療のIT化と標準化”, 「医科器械学」, 71, (2), 14-19.
- [6] 大江和彦 (2004): “標準的電子カルテの考え方と機能モデル”, 「新医療」, 31, (7), 73-76.
- [7] 大江和彦 (2004): “医療安全に果たすITの役割”, 「医療安全」, 1, (2), 10-14.
- [8] D. Koide, K. Ohe, Dennis Ross-Degnan, S.Kaihara (2000): “Computerized reminders to monitor liver-function to improve the use of etretinate”, *International Journal of Medical Informatics*, 57, 11-19.

Physics-Based Simulation of Surgical Fields for Preoperative Strategic Planning

Megumi Nakao · Tomohiro Kuroda · Hiroshi Oyama ·
Genichi Sakaguchi · Masashi Komeda

Received: 7 October 2005 / Accepted: 14 February 2006 / Published online: 12 September 2006
© Springer Science+Business Media, Inc. 2006

Abstract Although careful planning of surgical approach is a key for success of surgery, conventional planning and simulation tools cannot support detailed discussion. This issue is derived from the difficulty of estimating complex physical behavior of soft tissues provided by a series of surgical procedures like cutting and deformation. This paper proposes an adaptive physics-based framework that simulates both interactive cutting and accurate deformation on virtual bodies, and performs preoperative planning for supporting strategic discussion. We focus on limited use of the two models: A particle-based model and an FEM-based model considering required quality and performance in different situations. FEM-based deformation of incision accurately produces estimated surgical fields. Based on the framework, a strategic planning system was developed for supporting decision of surgical approach using 3D representation of the surgical fields. We applied clinical CT dataset of an aortic aneurysm

case to the system. Some experiments and usability tests confirmed that the system contributes to grasping 3D shape and location of the target organs and performs detailed discussion on patient-specific surgical approaches.

Keywords Preoperative planning · Surgical simulation · Physics-based modeling

Introduction

Computer graphics (CG) and virtual reality (VR) are finding increasing uses in the medical field. The visual and interactive characteristics of virtual reality are effective in understanding complex 3D structures of human bodies [1–3]. Computer-assisted systems based on VR techniques are widely utilized as essential tools for surgical planning and for evaluation of surgical intervention [4–6]. At present, some clinical uses have been reported especially in orthopaedic and plastic surgery [7].

Planning systems are also desired in the fields of cardiovascular and abdominal surgery. On the basis of our analysis, this demand is specifically derived from difficulty of deciding patient-specific best surgical approach. Surgical fields and obtainable view during surgery are clearly different due to various kinds of surgical approaches. Once the surgical field is adequately prepared and sufficient space is kept for manipulation, overall procedures become easy to perform.

Skilled surgeons proficiently estimate 3D surgical fields from 2D images using knowledge and experience, and determine the best surgical strategy. In spite of their effort, however, some unsuccessful results have been reported. Several reports describe that additional incision and emergent operation were sometimes required for complete treatment [8]. Although a variety of approaches are standardized based on

M. Nakao (✉)
Graduate School of Information Science, Nara Institute of Science
and Technology, 8916-5 Takayama,
Ikoma, Nara, Japan
e-mail: meg@is.naist.jp

T. Kuroda
Department of Medical Informatics,
Kyoto University Hospital,
54 Kawahara, Sakyo, Kyoto, Japan

H. Oyama
Department of Clinical Bioinformatics,
Graduate School of Medicine, The University of Tokyo,
7-3-1 Hongo Bunkyo-ku, Tokyo, Japan

G. Sakaguchi · M. Komeda
Department of Cardiovascular Surgery, Graduate School of
Medicine, Kyoto University,
54 Kawahara, Sakyo, Kyoto, Japan

diseases, decision of the patient-specific best approach is a difficult task even for skilful surgeon. Especially, this trend appears in minimally invasive surgery and in rare cases with anamorphous.

Generally in surgery, cutting a body (e.g., skin and fat) and opening the incision create 3D geometry of the surgical field. Absolute location of the target organ, like an aorta or a heart in cardiovascular surgery, does not change unless the geometry is strongly affected by ablation process. Considering this feature, simulating above-mentioned surgical process provides effective estimation of surgical field, which is indispensable for detailed strategic planning of surgical approaches. However, the foregoing systems [3–7] cannot be applied to such planning use. To increase applicability of current planning tools, combination with accurate physics-based simulation is desired.

This study aims to establish a new approach to support planning of patient-specific surgical strategy using virtual reality-based simulation. An adaptive physics-based framework is proposed for simulating the essential procedures in constructing a surgical field. The proposed methods enable both interactive soft tissue cutting and finite element-based deformation of incision on virtual patient models. Based on the framework, we developed a strategic planning system that supports decision of surgical approach in cardiovascular surgery. This paper evaluates clinical significance of the system using patient CT dataset of an actual aneurysm case. Field trials are given with some cardiovascular surgeons, and characteristic effect of the strategic planning is confirmed.

Related work

Both soft tissue cutting and deformation of incision on virtual bodies efficiently simulates surgical procedures in constructing surgical fields. The estimated surgical field gives effective information to plan surgical strategy. Because surgeons desire to discuss and to rehearse various approaches while observing the estimated 3D surgical field, accurate and interactive simulation is required.

A volumetric and efficient topological modeling is essential to create incision based on a physics-based manner. So far, several approaches have been proposed to perform virtual cutting. Most foregoing methods that handle only surfaces of virtual objects are not useful for generating a deformed deep cut surface of incision where inner tissues spread apart through cutting manipulation [9, 10]. Although voxel-based models [11, 12] provide volumetric representation, they cannot support real-time deformation of soft tissues.

In order to simulate volumetric soft tissue cutting interactively, Bielser and Gross [13] employ a tetrahedral subdivision scheme. Tetrahedral subdivision is useful to define cut surfaces and valid mesh modification. At present, more

detailed subdivision algorithms [14, 15] are proposed. In order to represent real-time physical behavior during cutting soft tissue, particle-based models (mass-spring models) [16–19] are normally applied for performing interactive update rates while handling mesh modification. In case of applying particle-based models, however, simulation accuracy is a key problem for realistic surgery simulation. This problem is mostly due to computational properties of particle systems that are sensitive to their own topology. To perform accurate simulation, the virtual object has to consist of fine and detailed mesh, and proper parameter setting of elements is also required. However, increase of elements (or calculation cost) becomes a serious drawback to interactive simulation, and therefore providing accurate deformation of incision is currently one of the significant research issues.

On the other hand, a finite element method (FEM) [4,20,21] is known as the computationally most accurate model to simulate biomechanical behavior of elastic soft tissues. Although FEM-based simulation provides accurate and stable deformation, it takes large cost in calculation. To perform real-time interaction with a volumetric deformable object, a condensation technique [20] is proposed. However, this approach requires pre-computation, which is incompatible with topological change in cutting simulation. Several models [22, 23] also enable interactive cutting based on finite element formulation, the quantitative validation is not confirmed, and further adaptation is needed for practical planning use.

From this viewpoint, foregoing methods cannot be applied directly to estimate surgical fields. Also, such practical applications that enable planning of surgical approach are not proposed or developed. To improve applicability of both current models and computer-assisted planning, this paper presents an integrated simulation framework, and aims to develop virtual reality-based strategic planning system.

Physics-based simulation of constructing surgical view

In order to simulate construction of surgical fields, we focus on a series of surgical procedures: Cutting and deformation of incision, and extract the following functions that should be provided by the planning system.

- Interactive performance on detailed models
- Complete subdivision of tetrahedral mesh
- Fast remodeling of stiffness matrix
- FEM-based deformation of incision in real time

To satisfy these requirements on standard PCs, this paper gives an adaptive physics-based framework to simulate surgical procedures in constructing surgical fields. Figure 1 illustrates outline of the methods. The framework has two

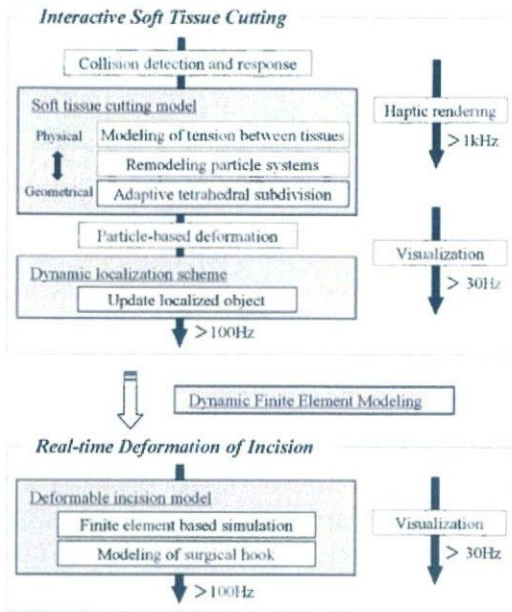


Fig. 1 Adaptive physics-based simulation framework

simulation parts: Interactive soft tissue cutting and real-time deformation of incision.

The interactive cutting part provides efficient and stable computation, and can be applied to large dataset that have huge elements. A particle-based model and a fast computational structure are employed to perform interactive simulation. Also, modeling of stiffness matrix using a complete tetrahedral subdivision scheme enable finite element-based deformation after mesh modification. This adaptation of the models aims to perform both interactive performance and simulation accuracy suitable for each surgical procedure.

Adaptive tetrahedral subdivision

In order to create cut surfaces for visualizing volumetric incision on virtual anatomical models, new edges and polygons are needed. However, complex description [13–15] is required to inherit topology of tetrahedral objects, and radical increase of the elements becomes a serious drawback to interactive simulation. For this issue, this paper presents adaptive tetrahedral subdivision that describes complete and minimized mesh modification.

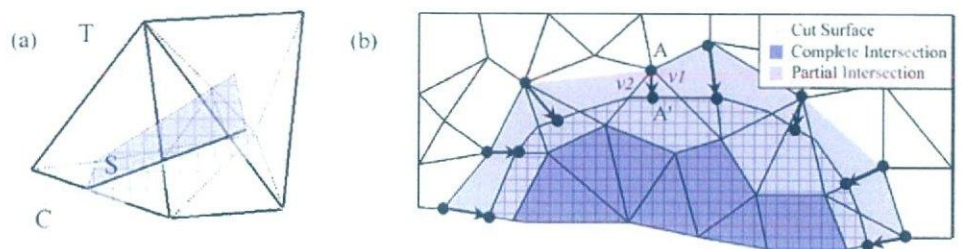
For concrete description of the methods, we assume a situation that a virtual scalpel cuts into a 3D virtual body that is composed of tetrahedral mesh. Movement of the virtual scalpel defines a clipping plane C, which clips a cut surface S from tetrahedral objects T. Figure 2(a) illustrates the relationship between these three elements. Note that incomplete intersection appears at some tetrahedra because C is given as a partial plane by cutting manipulation. This incomplete intersection is shown at the rightmost tetrahedron of T in Fig. 2(a). For this situation, we define the cut surface S by removing incomplete intersection instead of handling complex patterns [14, 15] of the whole intersection. Definite solution that removes incomplete intersection is illustrated in Fig. 2(b), which represents movement of vertices on the clipping plane C. For example, the vertex A is updated to the vertex A' on the boundary B of the clipped area C. The movement vector of the vertex is given as an average of edge vectors (v_1, v_2) that intersect at B. All adjacent vertices outside of the area C are moved and replaced on its boundary B.

The cut surface S can be simply represented as combination of the two intersection patterns in Fig. 3. Some edges are inserted into the object to define complete subdivision for finite element modeling. The generated surface S provides volumetric incision. In order to describe small deformation of incision while cutting tissues, a remodeling scheme of the particle-based system [24, 25] is applied to all edges that are clipped by C. The scheme represents internal tension: Biomechanical characteristics of soft tissues including skins, fats, muscles, and organs.

Implementation of the methods is simple because complex description of subdivision patterns is not required. Moreover, this approach provides more efficient solution that reduces growth rates of vertices than that proposed in foregoing works [13–15].

Due to the fact that increase of elements grows up calculation cost, large-scale simulation that handles all elements of virtual bodies cannot produce interactive performance. To solve this problem, J. Berkeley *et al.* reduced calculation cost and achieved valid solution using localization of simulation area [26]. However, since the method aims to provide static localization in the stage of pre-processing, it must not be applied to global and dynamic manipulation directly. We

Fig. 2 Definition of cut surface (C: clipping plane, S: cut surface, T: tetrahedral object): (a) Intersection between a clipping plane and tetrahedra, (b) movement of vertices on the clipping plane



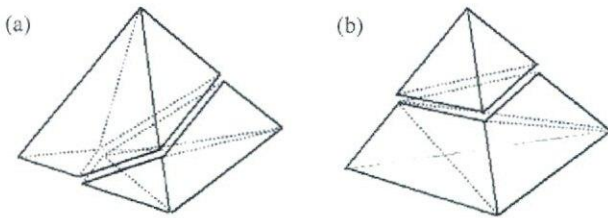


Fig. 3 Minimal tetrahedral subdivision: (a) Four-edge intersection and (b) three-edge intersection

improve the method, and produce an advanced approach to perform dynamic localization.

Figure 4 shows an image of the proposed dynamic localization. Since physical interference in actual tissue cutting does not influence on large area, it is reasonable to assume that only a part of vertices around the contacted point are affected by physics-based simulation. The fixed vertices allow not only controlling calculation cost but also keeping the physical system stable.

To concrete this scheme computationally, a hierarchy of elements is constructed using adjacent information. In the pre-processing stage, a class structure is developed to manage a 3D anatomical object that consists of primitive elements: Vertices, edges, polygons, and tetrahedra. All edges, polygons, and tetrahedra have pointers of their component vertices, and hold relational information such as adjacent, parent and child elements. This class structure makes it easy to access and to search topologically related elements and computational cost in constructing hierarchy of elements can be efficiently reduced.

Figure 5 illustrates a mechanism of dynamic localization using the hierarchy of vertices. The root node of the tree is dynamically updated to the nearest vertex around a tip of the virtual scalpel. When collision between the scalpel and the tissue is detected, the nearest surface vertex in Fig. 4 is assigned as a root vertex, and its children are configured as adjacent vertices. Note that the hierarchy is reconstructed partially using stored relational information between elements. The depth d or the number of vertices n briefly manage the level of localization. For example in Fig. 5, the number of free vertices is 10. When the hierarchical structure is con-

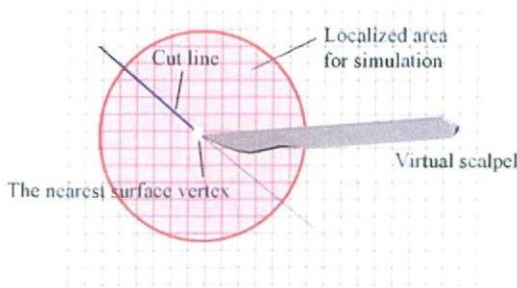


Fig. 4 Outline of dynamic localization

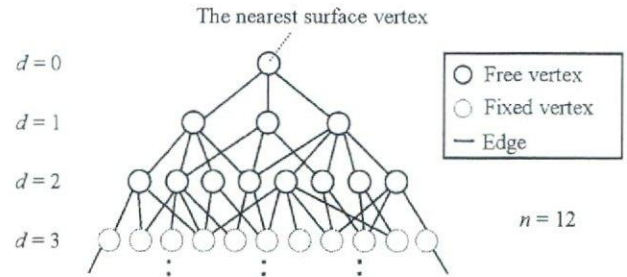


Fig. 5 Localization of calculation using hierarchical structure of elements

structed, fixed status is initially given to all vertices and then 10 vertices are freed by breadth-first search. Thus, using the number of vertex as a threshold of localization, the lower vertices in the tree are fixed and the upper vertices are allowed to move for deformation. This procedure is processed per one simulation cycle and allows users to adjust simulation accuracy and interactive performance.

FEM-based deformation of incision

Next, this section presents a modeling scheme that enables finite element-based simulation after cutting manipulation.

As described above, we applied a particle-based model to achieve interactive performance in cutting simulation. However, the particle system does not allow accurate modeling of elastic properties. In this situation, finite element method based on linear elasticity theory is useful. Although pre-processed finite element model can optimize calculation cost, condensation techniques [20] have been incompatible with cutting simulation because it requires time-consuming manual pre-processing.

For providing FEM-based deformation in real time even after topology modification, the proposed scheme aims to switch the particle-based model to the linear finite element model [20] automatically as a background process. This process constructs a condensed inverse matrix by the following procedures.

1. The modeling area is defined around incision by integrating whole area localized by dynamic localization in Fig. 4.
2. All tetrahedra in the modeling area form a localized elastic object, and all vertices outside the area are fixed.
3. The inverse stiffness matrix of the localized object is calculated automatically from assigned elastic parameters (Young's modulus and Poisson's ratio).
4. Parallel CPU workstations with a shared memory efficiently support the proposed scheme (Fig. 6). A first CPU continues calculation of particle-based deformation for interactive and valid estimation, while a second CPU is processing the modeling algorithms. Once the inverse stiffness matrix is constructed, finite element-based

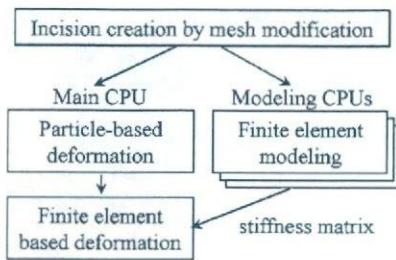


Fig. 6 Dynamic finite element modeling

simulation is given. If other CPUs calculate larger matrices, more accurate simulation can be performed after each process is over. To perform seamless switch of the two models completely, proper parameters should be assigned to the particle system based on finite element formulation. However, in this case, strict parameter setting is not essential because deformation of incision is still small just after cutting manipulation.

A virtual hook model

In real surgery, a surgical hook is used to open incision for setting up surgical fields. To simulate such physical behavior, we give a virtual hook model and perform FEM-based deformation of incision. Interaction between the surgical hook and the incision is simplified as point-based interaction between several control points and the virtual body. Figure 7 illustrates the virtual hook model using two control points per one hook. The direction for opening incision is defined as a normal of the cutting vector.

This approach enables widespread deformation in real time as well as simulates valid physical interaction between virtual bodies and surgical hooks. Increasing the number of control points provides accurate simulation results instead of requiring large calculation cost. The optimized number of control points is determined under the condition that the system maintains over 30 Hz refresh rate.

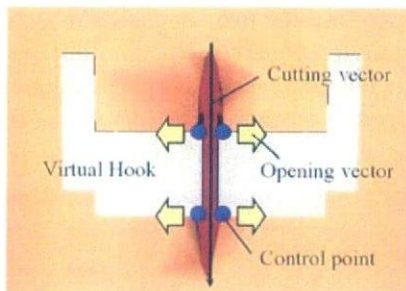


Fig. 7 A virtual hook model to simulate widespread deformation of incision

Hybrid virtual body

For supporting strategic planning of soft tissue surgery, VR-based preoperative rehearsal system requires both interactive simulation and high-quality visualization of soft tissues. Although a voxel-based representation (Fig. 8(a)) is currently used for diagnosis or preoperative planning, it is incompatible with physics-based soft tissue simulation. So far, most studies adopted model surfaces because of achieving interactive performance. Although surfaces are compact and easy to render, surface representation lacks internal information. In addition, large number of surfaces are required to visualize complex 3D geometry of anatomical structures (e.g., myocardium and blood vessels etc.). Also, strict volume segmentation and surface reconstruction from medical images are time-consuming tasks.

In order to provide interactive simulation while visualizing key features like coronary, this study proposes an efficient hybrid approach to construct virtual bodies. Figure 8(b and c) illustrates a hybrid virtual model which is composed of both tetrahedral mesh and voxels. Because this paper handles physics-based simulation on the body, tetrahedral mesh is used to represent a breast part and other inner tissues consist of voxels. This adaptation is useful to establish both interactive simulation and high-quality volume rendering of tissue status. Note that this hybrid approach does not require high-cost manual segmentation because the breast part is easily extracted from CT/MRI dataset.

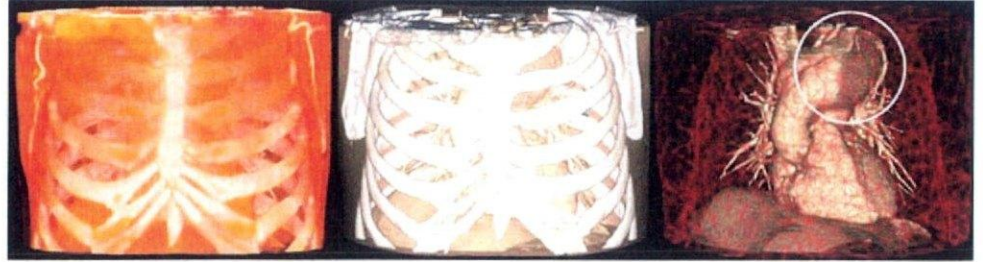
Evaluation and results

This chapter examines functions and availability of the proposed methods for preoperative strategic planning. Several experiments were given by applying clinical dataset measured from CT.

System configuration

The overall methods were integrated into the interactive simulation framework, and a strategic planning system was constructed. The simulation framework was installed on a standard PC (CPU: Pentium 4 Dual 2.4G Hz, Memory: 1024 MB, Graphic Card: nVidia Quadro4 900 XGL and OS: Windows XP). Force feedback during cutting manipulation is simply provided based on the haptic rendering scheme [27] through a PHANToM (Sensable Technologies). Surgical plans or incision are also given on virtual bodies directly by mouse manipulation based on the 3D input method [28]. The simulation results strictly fulfill interactive refresh rate, 30 Hz for visual feedback and 1000 Hz for haptic feedback.

Fig. 8 (a) Voxel-based model and (b and c) hybrid model mixing mesh and voxel for enabling both real-time computation and high-quality visualization



Quality and performance of interactive cutting

This section demonstrates quality and performance of the methods. Clinical CT images (256^3 voxels) in an aneurysm case were adopted. We constructed the hybrid virtual body from CT voxels using modeling software Amira 3.1 (Mercury Inc.). Firstly, we eliminated 3D lung region by filtering lung voxels based on CT value. Then, the chest wall was semi-automatically extracted by cutting out 3D heart region based on region growing algorithms and manual paint tools. After the labeling stage, 3D surfaces of a chest wall were created, and then divided into finite tetrahedra. The reconstructed virtual chest object has 17,582 vertices, 100,807 edges, 19,964 polygons, and 73,279 tetrahedra. The internal voxels were obtained by subtracting the chest wall part from the entire body voxels. Also, bone was extracted based on CT value from chest wall voxels. This process takes approximately 10 min. Thus, since the geometry of the chest wall is not complex, the hybrid virtual body is simply constructed.

Figure 8 shows the constructed hybrid model and compares it with an ordinary volume rendering result of entire voxels. Bone and internal structure like the heart and the blood vessels are voxel models and chest wall is composed by tetrahedral mesh (see Fig. 8(b) and (c)). This hybrid virtual body performs both physics-based simulation and visualization of the target organs and tissues like aneurysm, coronary and internal artery. The 3D positional relationship is the key information for planning surgical approach.

Interactive cutting and simulated volumetric cut on the chest wall mesh are demonstrated in Fig. 9. A bright part of the chest wall near the virtual scalpel represents the localized area where physical simulation is applied. In this case, the localization depth was set as 4. The area dynamically moves to follow the tip of the virtual scalpel. Intersected tetrahedra

by the scalpel are subdivided, and deformed incision is represented by relaxation of internal tension [24, 25] between elements. Figure 10 shows some examples of cuts with different tension. In this case, average calculation time per one frame was 2.3 ms.

To clear the performance of mesh modification techniques, average increase of elements after cutting manipulation are compared between some models. Table 1 shows increase of elements and subdivision patterns required for implementation. Model 1 is generalized subdivision. This model gives static subdivision per tetrahedron and yields lots of new tetrahedra. Models 2 [13] and 3 [15] handle several subdivision patterns and reduce creation of new elements. Model 4 is the proposed adaptive tetrahedral subdivision. Compared to other existing models, the increase of elements is restrained and only two patterns like in Fig. 3 are taken into consideration. Thus, the proposed subdivision scheme moderates increase of calculation time in addition to enabling simple implementation.

Finite element-based deformation of incision

Although the particle-based model efficiently simulates small deformation and intuitive visual appearance during cutting manipulation, it does not assure accurate deformation results based on continuous elastic theory. In order to perform valid estimation of the surgical field, our main strategy is to use FEM-based simulation for estimating deformation of incision.

In order to use the two simulation models compatibly, modeling time (e.g., matrix calculation time) and update time per deformation are essential. Calculation time for finite element modeling depends on the number of target vertices in localized area near the incision. In Fig. 9, 462 vertices

Fig. 9 Interactive soft tissue cutting on virtual chest wall (1, 2, and 3 s)

